

DIALOG(R) File 351:Derwent WPI
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

008314768

WPI Acc No: 1990-201769/ 199027

XRPX Acc No: N90-156991

Dental tissue extn. using spiked laser pulses - involves infrared transmission by two-part fibre with nontoxic distal portion protecting proximal portion against moisture

Patent Assignee: AESCULAP AG (AESC-N); WROBEL W G (WROB-I)

Inventor: WROBEL W G

Number of Countries: 001 Number of Patents: 002

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 3841503	A	19900628	DE 3841503	A	19881209	199027 B
DE 3841503	C	19911114				199146

Priority Applications (No Type Date): DE 3841503 A 19881209

Abstract (Basic): DE 3841503 A

The tissue undergoes irradiation from a laser at a wavelength in the region (2500 to 3200 nm) of max. absorption by water, with pulse energy between 5mJ and 1J during less than 2 ms, and irregular intensity spikes lasting typically for 1 microsecond. Pulses are supplied at a repetition frequency between 1 and 20 Hz, giving an energy density of 0.1 to 10J/sq.cm at the tooth.

The light is guided by a fibre comprising two parts optically coupled together, the distal part having a core of quartz or sapphire, while the proximal part is of toxic and water-soluble ZrF₄ chosen for low-loss propagation over several metres.

ADVANTAGE - Tissue removal by ablative decompsn. is rendered as nearly painless as possible. (3pp Dwg.No.0/0)

Abstract (Equivalent): DE 3841503 C

The system for removing tooth tissue, with a laser light source, transmits a pulsed laser beam in the wavelength range of between 2500 and 3200 nm. The pulse energy amounts to between 5 mJ and 1 J, with a laser pulse duration of 2 ms max. A fibre optic allowing the passage of IR radiation for the transmission of the laser beam is connected to the laser light source. The fibre optic consists of two different parts, coupled optically with each other, and the part of the fibre distant from the laser light source consists of quartz or sapphire. ADVANTAGE - Simple possibility to transmit radiation in region of interest at place of application without loss.

(2pp)

Title Terms: DENTAL; TISSUE; EXTRACT; SPIKE; LASER; PULSE; INFRARED; TRANSMISSION; TWO-PART; FIBRE; DISTAL; PORTION; PROTECT; PROXIMITY; PORTION; MOIST

Derwent Class: P32; P34; P81; S05; V07

International Patent Class (Additional): A61C-001/08; A61N-005/06; G02B-006/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-E; V07-F01A; V07-N

AP2

⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑪ DE 3841503 A1

⑤① Int. Cl. 5:
A61 C 1/08

⑳ Aktenzeichen: P 38 41 503.8
㉔ Anmeldetag: 9. 12. 88
㉕ Offenlegungstag: 28. 6. 90

DE 3841503 A1

㉚ Anmelder:
Wrobel, Walter-G., Dr., 7200 Tuttlingen, DE

㉛ Vertreter:
Hiebsch, G., Dipl.-Ing.; Peege, K., Dipl.-Ing.,
Pat.-Anwälte, 7700 Singen

㉚ Erfinder:
gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zum Abtragen von Zahngewebe

DE 3841503 A1

AP2

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zum Abtragen von Zahnfleisch.

Der Erfinder hat sich in Kenntnis der von üblichen dentalen Geräten erzeugten Schmerzen das Ziel gesetzt, ein weitestgehend schmerzfreies Abtragen von Zahnfleisch zu ermöglichen.

Bei der chirurgischen Anwendung von Laserstrahlung ist in letzter Zeit das Phänomen der "ablativen Photodekomposition" (APD) auf besonders großes Interesse gestoßen. Darunter versteht man die Erscheinung, daß sich durch die Strahlung eines sog. Excimerlasers (excited dimer) die Oberfläche organischer Materialien in den wenigen Manosekunden eines Laserpulses einige Mikrometer tief abtragen läßt.

Erstaunlicherweise stellt man dabei fest, daß die Zone thermischer Schädigung auch nur wenige Mikrometer tief ist. Für die Chirurgie eröffnet dies die Möglichkeit, Gewebe äußerst präzise abzutragen und die umliegende Schädigungszone auf einen Zelldurchmesser zu beschränken. Erste Anwendungen im Bereich der Hornhautchirurgie zur operativen Behebung der Kurzsichtigkeit befinden sich bereits in klinischer Erprobung.

Diese Erscheinungen wurden zunächst der kurzen Wellenlänge der Excimerlaserstrahlung (193 nm bis 358 nm) zugeschrieben. Genauere Untersuchungen zeigen aber, daß die gleichen Erscheinungen auch bei ganz anderen Wellenlängen auftreten, wenn nur drei Voraussetzungen erfüllt sind:

- a) die Eindringtiefe der Strahlung in das Material darf nur wenige Mikrometer betragen;
- b) die Dauer des Laserpulses muß so kurz sein, daß aus der Schicht, in der die Strahlung eingedrungen ist, während des Pulses Wärme nicht abfließen kann;
- c) die Intensität der Strahlung muß einen bestimmten Schwellwert (in der Größenordnung von 1 J/cm^2) überschreiten, der von der Wellenlänge, der Eindringtiefe und der Pulsdauer abhängt.

Wird eine ganze Pulsfolge verwendet, dann muß zusätzlich der zeitliche Abstand zwischen den Pulsen so bemessen sein, daß die Wärme sehr wohl aus der Oberfläche abfließen kann (typisch 100 ms). Unter diesen Umständen kann der Phänomen der ablativen Photodekomposition folgendermaßen gedeutet werden. Die Laserstrahlung dringt wenige Mikrometer tief ein und erhitzt diese Schicht in sehr kurzer Zeit auf sehr hohe Temperaturen. Oberhalb einer bestimmten Intensität verdampft die oberste Schicht. Durch die Verdampfungswärme wird ein großer Teil der Laserpulsenergie abgeführt und die Oberfläche gekühlt. Zwischen den Laserpulsen hat das Gewebe dann Zeit, abzukühlen.

Neben dem Excimerlaser ist insbesondere der Er-YAG-Laser mit einer Wellenlänge von 2940 nm auf großes Interesse gestoßen. Wasser als Hauptbestandteil biologischer Materialien hat im Bereich von 3000 nm ein ausgeprägtes Absorptionsmaximum, so daß dort die Voraussetzungen für die ablativen Photodekomposition am besten erfüllt sind.

Bei ersten Experimenten an Zahnpräparaten hat sich in der Tat gezeigt, daß der Er-YAG-Laser bei gleicher Energiedichte eine höhere Abtragsrate pro Puls aufweist als der Excimerlaser. Begrenzt man die Repetitionsrate auf ca. 10 Hz, so ist auch die Zone thermischer Schädigung außerordentlich gering (typisch. Mikrome-

ter). Besonders vorteilhaft ist die Erscheinung, daß im umliegenden Zahnmaterial keine Rißbildung beobachtet wurde. Besonders erstaunlich ist folgende Beobachtung. Verzichtet man darauf, den Er-YAG-Laser mit Güteschalter zu betreiben, so wird statt eines einzelnen Laserpulses von typ. 100 ns Dauer eine unregelmäßige Folge einzelner Pulse (Spikes) emittiert. Die Dauer eines Spikes liegt dabei in der Größenordnung von ca. 1 Mikrosekunde, während die Dauer des Pulszuges der Pumpdauer der Laserblitzlampe (typ. 100 Mikrosekunden) entspricht. Untersuchungen zeigen nun, daß — bei gleicher Gesamtenergie — ein Pulszug eine etwas höhere Abtragsrate zeigt als ein gütegeschalteter Puls. Ein solcher Pulszug ist aber wegen der geringeren Spitzenleistung leichter durch Fasern zu übertragen als ein gütegeschalteter Puls.

Die Tatsache, daß die Zone thermischer Schädigung außerordentlich gering ist, hat für die praktische Anwendung einen Aspekt von größter Bedeutung: die Abtragung von Zahnmaterial auf die geschilderte Weise ist schmerzfrei. Es ist bekannt, daß der Schmerz beim Bohren von Zähnen in erster Linie durch die Reibungswärme des Bohrkopfes zustande kommt. Erreicht diese Wärme den Nerv, und erwärmt sie ihn über die Schmerzgrenze (ca. 45°C), so verursacht dies den bekannten Schmerz. Zwar läßt sich dieser auch durch Wasserkühlung vermindern, nicht jedoch ganz vermeiden. Ein zusätzlicher Schmerz kommt durch Vibrationen des Bohrers bei einer verkanteten Stellung des Bohrkopfes zustande.

Wie klinische Versuche an freiwilligen Probanden gezeigt haben, ist die vermutete Schmerzfreiheit tatsächlich vorhanden. Bei einem Vergleich des Bohrens mit einem Turbobohrer und einem Er-YAG-Laser an einem (nicht betäubten) Zahnhals zeigte sich, daß der Bohrer einen unerträglichen Schmerz verursacht, während der Er-YAG-Laser bestenfalls ein unangenehmes Kribbeln hervorruft, und dies bei vergleichbaren Abtragsraten.

So führt zur Lösung der gestellten Aufgabe ein Verfahren nach Anspruch 1; zum Erzielen optimaler Abtragsraten bei weitestgehender Schmerzfreiheit sind die folgenden Bestrahlungsparameter notwendig:

- eine Wellenlänge im Bereich des Absorptionsmaximums des Wassers, d. h. zwischen 2500 nm und 3200 nm;
- eine Pulsenergie von mind. 5 mJ bis maximal 1 J;
- eine Dauer des Laserpulses von weniger als 2 ms;
- eine Spike-Struktur des Laserpulses im Mikrosekundenbereich;
- eine Repetitionsrate von 1 Hz bis 20 Hz.

Erstaunlich ist in diesem Zusammenhang, daß auch bei der Laserabtragung ein Sprühen mit Wasser die Abtragsrate erhöht und die Zone thermischer Schädigung begrenzt. Das Gegenteil wäre zu erwarten gewesen, da die Strahlung ja bevorzugt im Wasser absorbiert wird und die Laserenergie zunächst zum Verdampfen des Wassers verschwendet wird. Eine abschließende Erklärung für dieses Phänomen ist derzeit nicht bekannt. Es ist Gegenstand des Anspruches 3.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung wird in den Ansprüchen 4 bis 7 beschrieben. Dabei stellt die Übertragung der Strahlung von der Laserlichtquelle zum Patienten ein besonderes Problem dar. Die in der Laserchirurgie üblicherweise verwendeten Quarzfasern sind für

die Strahlung im Bereich von 3000 nm nur auf wenige cm Länge durchlässig, da Quarz immer geringe Spuren von Wasser enthält. Stattdessen ist es erforderlich, einen Spiegelgelenkarm zu verwenden, wie er beispielsweise bei chirurgischen CO₂-Lasern verwendet wird. Ist der Laserkopf in mindestens einer Raumrichtung beweglich angebracht, dann reichen fünf Gelenke aus. Ist der Laserkopf dagegen im Gerät fest angebracht, sind mindestens sieben Gelenke erforderlich.

Erfindungsgemäß befindet sich am Ende des Strahlarms ein Applikator, d. h. ein Handstück, das der Arzt in der Hand hält und mit dem er die Strahlung zum Patienten führt. Ein solches Handstück muß eine Fokussiereinrichtung enthalten, da der Strahl durch den Spiegelgelenkarm in aufgeweiteter Form transportiert wird. Der Strahl muß daher am Ende des Arms nochmals fokussiert werden, um die Schwelle für die Abtragung zu überschreiten.

Um das Handstück am Zahn des Patienten abstützen zu können, ist erfindungsgemäß diese mit einem Stützstift od. dgl. versehen.

Im Rahmen der Erfindung liegt es aber auch, statt des Spiegelgelenkarms eine IR-durchlässige Faser einzusetzen, deren Kern z. B. aus ZrF₄ besteht. Damit läßt sich die Laserstrahlung praktisch verlustfrei über viele Meter transportieren.

Eine solche Faser ist aber toxisch und wasserlöslich. Sie muß daher hermetisch abgeschlossen eingebaut sein, was an die Übergangsstelle Faser/Zahn besonders kritische Anforderungen stellt. In Anspruch 7 oder 8 sind mögliche Lösungen dazu angegeben. Das Faserübertragungssystem ist geteilt und besteht auf den letzten Zentimetern aus einer Quarz- oder Saphirfaser, deren Verluste auf diese kurze Länge tolerierbar sind und welche die ZrF₄-Faser vor der Feuchtigkeit der Mundhöhle schützt.

5. Vorrichtung zur Durchführen des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch eine Laserlichtquelle sowie eine Lichtfaser, die einen bei der verwendeten Laserwellenlänge optisch durchlässigen Kern enthält.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, gekennzeichnet durch ein der Lichtleitfaser nachgeschaltetes Handstück mit einer optischen Fokussiereinrichtung, das eine mechanische Einrichtung zum Abstützen des Handstücks am Zahn oder Kieferknochen enthält.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtleitfaser aus zwei unterschiedlichen Teilen besteht, die optisch miteinander verkoppelt sind, wobei der distale Teil eine Faser mit Quarzkern ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtleitfaser aus zwei unterschiedlichen Teilen besteht, die optisch miteinander verkoppelt sind, wobei der distale Teil eine Faser mit Saphirkernen ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Abtragen von Zahngewebe, dadurch gekennzeichnet, daß auf das abzutragende Zahngewebe ein gepulster Laserstrahl gerichtet wird, dessen Wellenlänge im Bereich von 2500 nm bis 3200 nm liegt und dessen Pulsenergie zwischen 5 mJ und 1 J beträgt bei einer Dauer des Laserpulses vom max. 2 ms, und daß der Laserpuls unregelmäßige Intensitätsschwankungen ("Spikes") mit einer typischen Dauer im Mikrosekundenbereich enthält.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserpulse bei einer Dauer von max. 2 ms mit einer Repetitionsrate von 1 Hz bis 20 Hz erzeugt werden, wobei die Energiedichte am Zahn 0,1 J/cm² bis 10 J/cm² beträgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die abzutragende Stelle vor oder während des Behandlungsvorganges mit Flüssigkeit/en besprüht wird.

4. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch eine Laserlichtquelle sowie eine Übertragungseinrichtung für die Strahlung in Form eines Spiegelgelenkarms mit mindestens fünf Gelenken, wobei am Ende des Spiegelgelenkarms ein Handstück mit einer optischen Fokussiereinrichtung angeordnet ist sowie eine mechanische Einrichtung zum Abstützen des Handstücks am Zahn oder Kieferknochen.

— Leerseite —